

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-019615
 (43)Date of publication of application : 23.01.1996

(51)Int.Cl. A61M 16/00
 A61M 16/00
 A61M 16/00

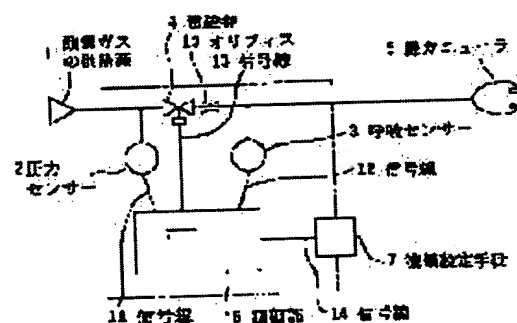
(21)Application number : 06-153435 (71)Applicant : SUMITOMO BAKELITE CO LTD
 SANYO DENSHI KOGYO KK
 SATO NOBORU
 (22)Date of filing : 05.07.1994 (72)Inventor : SATO SHIGEO
 TAKANO KAZUKIYO
 TSUCHIYA KOICHI
 SATO NOBORU

(54) MEDICAL GASEOUS OXYGEN SUPPLY DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To make it possible to effectively and accurately control the total amount of sucked oxygen according to breathing, by letting the time to open a valve means be a value calculated by using the value indicated by a flow rate setting means, the pressure of a gaseous oxygen supply source, and the frequency of a patient's breathing, for pulsatively sending gaseous oxygen only during inspiratory phase synchronized with breathing.

CONSTITUTION: A gaseous oxygen supply source 1 containing variation of pressure, is connected to a nose cannula 5 by a conduit. On the way along the conduit, a valve means 4 for switching on and off the sending of gaseous oxygen and an orifice means 10 for limiting the flow rate of gaseous oxygen, are arranged. To the piping on the inlet side of the valve means 4, a pressure sensor 2 for measuring the pressure of gaseous oxygen from the gaseous oxygen supply source 1, is connected. To the piping on the outlet side of the valve means 4, a



breathing sensor 3 for sensing a patient's breathing phase, is also installed. The signal of a flow rate setting means 7 is sent to a control part 6. Then, in a calculating part of the control part 6, the average value of the data about the frequency of breathing for a plurality of past times of a patient's breathing, is determined, the time of the next expiratory phase is estimated, and the time to open the valve means 4 is calculated.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]	14.06.2001
[Date of sending the examiner's decision of rejection]	
[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]	
[Date of final disposal for application]	
[Patent number]	3531215
[Date of registration]	12.03.2004
[Number of appeal against examiner's decision of rejection]	
[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]	
[Date of extinction of right]	

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-19615

(43)公開日 平成8年(1996)1月23日

(51)Int.Cl.⁵
A 6 1 M 16/00

識別記号 庁内整理番号
3 4 3
3 0 5 A
3 2 0 Z

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数7 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平6-153435

(22)出願日 平成6年(1994)7月5日

(71)出願人 000002141
住友ベークライト株式会社
東京都品川区東品川2丁目5番8号
(71)出願人 000180069
山陽電子工業株式会社
岡山県岡山市長岡4番地73
(71)出願人 000172547
佐藤 暢
鳥取県米子市旗ヶ崎7-17-8
(72)発明者 佐藤 重雄
岡山県岡山市絵図町9-40-5
(72)発明者 高野 和潔
岡山県赤磐郡瀬戸町寺地783

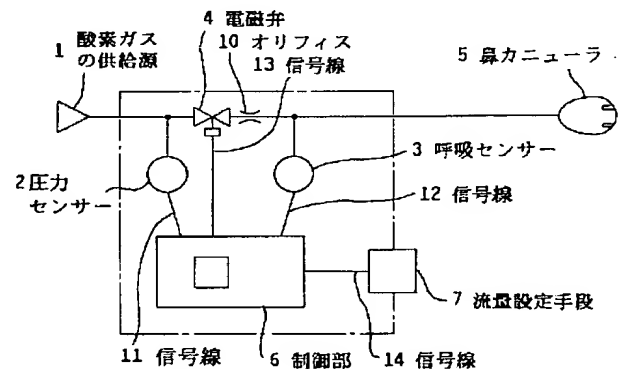
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医療用酸素ガス供給装置

(57)【要約】

【構成】 酸素ガスの供給源1、酸素ガスを患者に供給する鼻カニューラ5、及び酸素ガスの流路を開閉する弁手段4（電磁弁）とで基本的に構成され、弁手段の入口側に圧力センサー2、出口側に呼吸センサー3を設け、弁手段の制御部6を設けて、圧力センサー及び呼吸センサーからの信号に基づいて演算を行い、患者の吸気相の一部または全部の期間にのみ間歇的に酸素ガスを供給し、且つ、供給源の圧力が変動しても酸素ガスが所望の一定流量になるように、弁手段を自動的に開閉するように構成した。

【効果】 酸素ガス供給源の圧力を一定にするための減圧弁や、各指示流量に合わせるための複数のオリフィスの切替えが不要になり、また、呼吸回数等の個人差や経時的な変化があっても、呼吸に同調した所望の量の酸素ガスの供給ができるので、酸素ガスの吸入効率の向上と使用量を節減ができ、酸素発生装置のエネルギー消費の低減と小型軽量化が可能になる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 酸素ガスの供給源、該供給源からの酸素ガスを鼻孔に供給して吸入の用に供する吸入手段、及び、該酸素ガスの吹送を入・切する弁手段を介して、該供給源と吸入手段とを接続する配管とで構成した酸素ガス供給装置において、弁手段の入口側の配管に該供給源の圧力を測定する圧力センサーを接続し、弁手段の出口側の配管、または該吸入手段に呼吸相の変化を検出するための呼吸センサーを付設すると共に、該弁手段の開閉を制御する制御部を設けて、この制御部の入力へ該圧力センサー及び呼吸センサーからの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、呼吸における吸気相又は／及び呼気相を弁別して、吸気相の一部または全部の期間にのみ間歇的に酸素ガスを供給し、且つ、該供給源の圧力が0.1～5 kgf/cm²・Gの範囲で変動しても、該酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が所望の一定の流量になるような吹送時間の幅で、該弁手段を自動的に開閉するように構成したことを特徴とする医療用酸素ガス供給装置。

【請求項2】 酸素ガスの供給源、該供給源からの酸素ガスを鼻孔に供給して吸入の用に供する吸入手段、及び、該酸素ガスの吹送を入・切する弁手段を介して、該供給源と吸入手段とを接続する配管とで構成した酸素ガス供給装置において、弁手段の入口側の配管に該供給源の圧力を測定する圧力センサーを接続し、弁手段の開閉を制御する制御部と、弁の開の期間を告知する告知手段と、開閉サイクルを指定する回数入力手段とを有し、制御部の入力に該回数入力手段と圧力センサーからの信号を接続し、該弁手段の開閉サイクルを該回数入力手段の指示により行い、開の時間幅は、該供給源の圧力が0.1～5 kgf/cm²・Gの範囲で変動しても、該酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が所望の一定の流量になるような吹送時間の幅で該弁手段を開閉し、弁の開の期間を告知手段により告知し、これにより酸素ガスの供給開始時期を確認しうるように構成したことを特徴とする医療用酸素ガス供給装置。

【請求項3】 酸素ガス供給装置に流量設定手段を付設し、前記の制御部に該流量設定手段及び圧力センサーからの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、該供給源の圧力が前記の範囲で変動しても、酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が、該流量設定手段からの信号により指示された一定の流量となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする、請求項1又は請求項2に記載の医療用酸素ガス供給装置。

【請求項4】 酸素ガス供給装置に単位時間当りに吹送する酸素ガスの流量設定手段を付設し、前記の制御部にこの単位時間当りに吹送する酸素ガスの流量設定手段、圧力センサー、及び呼吸センサーからの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、該呼吸センサーの

信号から得られる呼吸回数（1呼吸の時間幅の値を記憶手段に蓄積して求めた、過去複数回の呼吸回数の平均値）を求め、これにより次回の吸気相の時間を推定して、該供給源の圧力が前記の範囲で変動し、あるいは患者の呼吸回数に個人差や経時的な化があっても、単位時間当りに供給する酸素ガスの総流量が、前記の単位時間に吹送する酸素ガスの流量設定手段からの信号により指示された値の一定流量となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の医療用酸素ガス供給装置。

【請求項5】 酸素ガス供給装置に各呼吸における吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段を付設し、前記の制御部にこの吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段で設定した値、及び圧力センサーからの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行ない、該供給源の圧力が前記の範囲で変動しても、各呼吸における1吸気相当りに吹送する酸素ガスの量が、前記の吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段からの信号により指示された値のガス量（体積）となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の医療用酸素ガス供給装置。

【請求項6】 供給源の圧力を圧力センサーで測定し、該測定値に基づいて、供給源の絶対圧力が1.89 kgf/cm²以下の場合と、1.89 kgf/cm²以上の場合とを弁別し、それぞれの場合に対応する演算式を選択して、一定の断面積を有する流路内を流れる場合の流量値を算出し、所望の酸素ガスの流量が得られるような吹送時間の幅で、該弁手段が開となる時間を決定するように構成したことを特徴とする、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の医療用酸素ガス供給装置。

【請求項7】 酸素ガスの供給源が、前記の酸素ガス供給装置の外部から供給される酸素ガスであることを特徴とする、請求項1乃至6のいずれかに記載の医療用酸素ガス供給装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、人の呼吸の吸気相に対応して自動的に開閉する弁手段を備えた呼吸用の酸素ガス供給装置に関し、特に酸素ガスの供給源の圧力変化に対するその流量設定手段の改良に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来から、呼吸器疾患患者（以下、単に患者とも言う）に対して、酸素ボンベから供給される酸素ガス（酸素富化ガスを含む、以下同じ）を吸入させる酸素療法が行われてきており、そして最近では、空気中の酸素を濃縮して酸素富化ガスを得ることができる酸素濃縮器が開発されて実用に供されるようになり、これを用いた酸素療法が次第に普及するようになってきた。

【0003】かかる酸素濃縮器としては、ゼオライト等の吸着剤を充填した吸着床に圧縮空気を導入して窒素ガスや水分等を該吸着剤に吸着させて、吸着し難い酸素ガスを分離し製品ガスとして取出す吸着工程と、該吸着床を大気圧または大気圧以下まで減圧して吸着剤に吸着している窒素ガスや水分等を脱着する脱着工程とを交互に繰り返す圧力変動吸着法（以下、PSA法とも言う）によるものと、窒素ガスよりも酸素ガスの方を良く透過する性質を有する選択性透過膜を用いた膜型酸素濃縮器とがある。

【0004】これらの他に、空気を高圧で圧縮して液体空気にした後、窒素や酸素等の気体ではそれぞれ気化時の沸点温度が異なるので、その違いにより窒素や酸素等を分離精製する深冷分離法によって得られた酸素を、ガスの状態で酸素ポンペに充填して使用する方法が、古くより使用されている。

【0005】さらに別の方法として、酸素を液体の状態で小容器に分けて入れ、これを気化させて酸素吸入に使用する可搬型液体酸素容器も開発され、実用化されている。

【0006】酸素療用中の患者は、これ等の酸素供給源から酸素又は酸素富化ガスを得ているが、吸入用の酸素ガスは、通常、最終的にはチューブ（ゴムや塩化ビニル樹脂製の内径6～7mmの可撓性管）で患者の身体近くまで導いてから、その先端につけられた鼻カニューラから恒常流として連続的に患者の鼻孔中に導入される。

【0007】さらに、改良された酸素供給方式として、患者の呼吸サイクルの呼吸相に同調して、吸気相あるいは吸気相の一部分にのみ酸素ガスを供給することによって、呼気相等の期間に酸素ガスが無駄に散逸することを無くして効率を高める方法が提案されている。（例えば、特開昭59-8972号公報、特開平1-221170号公報）

【0008】これを、PSA法による酸素濃縮器と組み合わせたものが、特公昭62-54023号公報、及び米国特許第4648395号に開示されている。そして、呼吸サイクルのうち吸気相を弁別する手段として、鼻カニューラは開放型であっても呼気相と吸気相では微かに圧力の差が生じる性質を利用して、その圧力変化を検出して行う方法が米国特許第4462398号に開示されており、また、吸気相では大気を吸い込むためにその温度は周囲温度と等しいが、呼気は体内では体温と等しいまでに温められたものとなるので、この吸気相と呼気相の温度変化を熱電対等の温度センサーで検出する方法が特開昭59-8972号公報に開示されている。

【0009】これ等の呼吸同調用の酸素ガスの供給方式は、吸気相の期間またはその一部の時間にパルス状に吸入用の酸素ガスを吹送するものである。その流量を測定する方法として、酸素ガスの気流でフロート球を吹上げて計るフロート式流量計では、フロート球の重さと気流

がフロート球を持ち上げその周縁を流れて抜ける浮力とが平衡を保っている時には安定して計測できるが、パルス状の間歇気流ではね上がるフロート球は、球の質量による運動エネルギーにより真の値以上に高く上がり、測定誤差が大きく正確な流量測定が難しいため、恒常流に切替えて平均を測定する等の工夫が必要となる。

【0010】これに対して、複数個のオリフィスを切替えて一定の所望の流量を得る方法がとられ、特開平2-88079号公報等を開示されている。これ等のオリフィスを切替えて所望の流量を得る方法は、一定の圧力の下に一定の細孔を有するオリフィスを付設することにより、所望の流量が得られると言う条件があるが、フロート式流量計に比べると小型、軽量で使い易く患者にとっても便利である。しかしこの方法では、複数のオリフィスとその切替機構、及び圧力を機能的に一定にする減圧弁が必須の構成となっている。

【0011】また、呼吸に同調させて吸気相の期間またはその一部の時間に吸入用の酸素ガスを吹送する方法では、特開平2-88079号公報にもあるように、酸素濃縮器、酸素ポンペ又は液体酸素貯留手段等を組合せて使用し、その酸素の利用効率の向上を図っている。しかし、呼吸同調装置は、呼吸の時相を検出する呼吸センサーとして、開放形吸入手段であっても呼吸の微弱な圧力変化を検出する圧力センサー（感圧センサー）や、呼吸、吸気の微弱な温度変化を検出する温度センサー（感温センサー）を用いるが、歩行の振動や外気温の上昇などがノイズとなって誤動作の原因になっている。

【0012】一方、慢性呼吸不全患者のQOL（生活の質とも言う）の向上を図るため、患者の外出や小旅行を可能にする小型の酸素供給源の要求が強まり、軽量の酸素ポンペ、携帯型液体酸素容器、あるいは携帯型酸素濃縮器等が開発され始めている。また、これ等を前記の呼吸同調装置と組み合わせたものでは、より小型軽量で広範囲（長時間）に患者が外出活動できる装置が求められている。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】特に携帯用として小型軽量にするためには、呼吸同調装置そのもの、及び酸素供給源そのものの小型軽量化が必要であることは言うまでもない。しかし、呼吸同調装置とオリフィス式流量設定器とを組み合わせる場合、流れるガスの量を変える方法としては、オリフィスの細孔の直径を変えたものを複数個付設して、これらを切替えて使用しながら所望の流量を得る方法、また、別の方法として細孔の径が一定のオリフィスを使用し、呼吸相における吸気期間の中で、パルス状に酸素ガスが間歇的に流れる時間の幅を変えることにより実質的なガス流量を調節する方法等がある。

【0014】しかしながら、これらの方法では、酸素供給源の圧力を一定にする減圧弁（定圧弁あるいは圧力調

整弁とも言う)と複数のオリフィスとその切替機構などを必要とする。この減圧弁は一般に重量が重く、その特性として流れる流量と圧力との関係が、その一次圧力の増減の方向により二次圧側の値が変動するヒステレシス(hysteresis)特性を持つことがあり、これにより宿命的な誤差要因を含むので、この減圧弁を使用することは好ましくない。

【0015】また、酸素濃縮器から製品ガスとして吐出される酸素ガスの圧力は、必要最低限にすることが、PSA法においてもあるいは膜型の酸素濃縮器においても、その消費エネルギーの節約や小型軽量化を図る上からも重要である。しかしながら、PSA法による酸素濃縮器は、それ自体の方式から吸着床の出口端から吐出する製品ガスには圧力変動があり、これをほぼ一定化するためには、比較的大容量のバッファタンク(積分器)を持たせてその圧力変化に対する時定数を大きくした後に、前記の減圧弁を付設する必要があるため、装置全体の寸法も大きくなりその重量も重くなる。

【0016】また呼吸に同調して酸素ガスを吸入する場合、1分当りの呼吸回数によって1呼吸で吸入する酸素ガスの流量は変わってくる。例えば、2L/分(Lはリットルの単位記号、以下同じ)の流量の酸素ガスを1分間に10回呼吸する場合と、同じく20回呼吸する場合では、1回当りの呼吸時間も後者の方が1/2と短く、必然的に1呼吸で吸入する酸素ガスの量も少なくなる。このように呼吸に同調して吸入する場合は、呼吸回数と1回の吸気期間に送出すべき酸素ガス量とは密接な関係が生じてくる。各呼吸当りにそれぞれ一定量の酸素ガスを送出すると、呼吸回数が多くなる程患者の吸入量は多くなることになる。生理的に酸素が余計に必要なとき、分時呼吸量が多くなるのであろうから、この方法にも良い点があることがわかった。また医師の処方により患者の吸入する酸素量も0.25~5L/分程度まで指示が変わるので、この指示流量に対応して流量設定手段の指示も変更できなければならない。

【0017】本発明は、酸素供給源のこのような現状に鑑みてなされたもので、PSA法による酸素濃縮器のように製品ガスの圧力の変化が比較的多い場合であっても、減圧弁や大容量のバッファタンクを使用しなくても、圧力センサー、呼吸センサーや流量設定手段からの信号に基づいて、患者の吸気相の期間、または吸気相の初期の一部の時間にのみ、所望の一定流量、あるいは一定流量相当量の吸入用の酸素ガスを供給できるように構成し、さらには、また患者の呼吸回数に個人差や経時的な変化があっても、予め設定された吸入用の酸素ガスの1回吸気当り、または単位時間当り(普通1分間)の吸入ガスの量が一定の量となるよう調整することのできる、小型軽量で効率のよい酸素ガス供給装置を提供しようとするものである。

【0018】即ち、

1. 酸素供給源の圧力変動があっても、減圧弁を設けることなく一定量のパルス流量を吸気相に合わせて送出する。

2. 流量設定手段で指示した値に自由に変更できる。

3. 呼吸回数が変わっても、1吸気相当りに供給するガス量が一定である。(1回吸気当りの流量指定)

4. 呼吸回数が変わった場合、1吸気相当りの供給ガス量を自動的に変更する。(一定時(分)当りの流量指定)

10 の4つの方法の内、1, 2, 3又は1, 2, 4の方法を駆使して、呼吸に合わせて吹き込む酸素総量の正確な制御を有効に行うことを目的としたものである。

【0019】

【課題を解決するための手段】即ち本発明は、酸素ガスの供給源、該供給源からの酸素ガスを鼻孔に供給して吸入の用に供する吸入手段、及び、該酸素ガスの吹送を入切する弁手段を介して該供給源と吸入手段とを接続する配管とで構成した酸素ガス供給装置において、弁手段の入口側の配管に該供給源の圧力を測定する圧力センサーを接続し、弁手段の出口側の配管、または該吸入手段に呼吸相の変化を検出するための呼吸センサーを付設すると共に、該弁手段の開閉を制御する(タイマーを含む)制御部を設けて、この制御部の入力へ該圧力センサー及び呼吸センサーからの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、呼吸における吸気相又は/及び呼気相を弁別して、吸気相の一部または全部の期間にのみ間歇的に酸素ガスを供給し、且つ、該供給源の圧力が0.1~5kgf/cm²・Gの範囲で変動しても、該酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が所望の一定流量になるような吹送時間の幅で、該弁手段を自動的に開閉するように構成したことを特徴とする医療用酸素供給装置である。

【0020】ここで供給源の圧力が0.1kgf/cm²・G以下であれば、流量設定手段で設定した値が、例えば6L/分のように比較的高流量である場合には、必要かつ十分な酸素ガスの流量が得られないことがあり、また、同5kgf/cm²・G以上であれば、吸入手段等の配管手段や弁手段の機械的強度や患者が吸入する場合の使用感に問題点が生じるので、上記の圧力範囲であることが好ましいが、この範囲の圧力以外では使用できないという意味ではない。

【0021】また、酸素ガスの供給源、該供給源からの酸素ガスを鼻孔に供給して吸入の用に供する吸入手段、及び、該酸素ガスの吹送を入切する弁手段を介して、該供給源と該吸入手段とを接続する配管とで構成した酸素ガス供給装置において、弁手段の入口側の配管に該供給源の圧力を測定する圧力センサーを接続し、弁手段の開閉を制御する制御部と弁の開の期間を告知する告知手段と開閉サイクルを指定する回数入力手段とを有し、制御部の入力に該回数入力手段と圧力センサーからの信号

を接続し、該弁手段の開閉サイクルを該回数入力手段の指示により行い、開の時間幅は、該開閉サイクルの1/2以下（好ましくは1/3）であって、該供給源の圧力が0.1~5 kgf/cm²・Gの範囲で変動しても、該酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が所望の一定の流量になるような吹送時間の幅で該弁手段を開閉し、弁の開の期間を告知手段により告知し、これにより酸素ガスの供給開始時期を確認しうるように構成する。

【0022】さらに、前記の酸素ガス供給装置に流量設定手段を付設し、前記の制御部に圧力センサー及び呼吸センサー、該流量設定手段や回数入力手段からの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、該供給源の圧力が前記の範囲で変動しても、酸素ガス供給装置から吐出する酸素ガスの流量が、流量設定手段からの信号により指示された一定の流量となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする医療用酸素供給装置である。

【0023】また、前記の酸素ガス供給装置に、単位時間当りに吹送する酸素ガスの流量設定手段を付設し、制御部の入力へ圧力センサー、呼吸センサー及びこの単位時間当りに吹送する酸素ガスの流量設定手段からの信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行い、該呼吸センサーの信号から得られる呼吸回数（1呼吸の時間幅）の値を記憶手段に蓄積して、過去複数回の呼吸回数の平均値（1呼吸の時間幅）を求め、これにより次の吸気相の時間を推定して、該供給源の圧力が前記の範囲で変動しても、あるいは、患者の呼吸回数に個人差や経時的な変化があっても、単位時間当りに供給する酸素ガスの総流量が、前記の単位時間当りに吹送する酸素ガスの流量設定手段からの信号により指示された値の一定流量となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする前述の医療用酸素供給装置である。

【0024】さらに、前記の酸素ガス供給装置に、各呼吸における吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段を付設し、前記の制御部の入力へ圧力センサー、呼吸センサー及びこの吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段で設定した値の信号を入力し、これらの信号に基づいて演算を行ない、該供給源の圧力が前記の範囲で変動しても、各呼吸における吸気相毎に吹送する1吸気相当りの酸素ガスの量が、前記の吸気相毎に吹送する酸素ガスの流量設定手段からの信号により指示された値のガス量（体積）となるような吹送時間の幅で、前記の弁手段を開閉するように構成したことを特徴とする前述の医療用酸素供給装置である。

【0025】これらの医療用酸素の供給源としては、一体構造の携帯型の酸素ガス供給装置が特に有効であるが、これに限らず本発明にかかる医療用酸素ガス供給装置とは別の装置である、家庭用のPSA法や膜式の酸素

濃縮器、あるいは、酸素ポンプ、液体酸素容器、医療施設等の医用ガス配管の酸素ガス等であっても有効である。また、呼吸相を弁別するための呼吸センサーとしては、感圧式、感熱式のいずれのタイプであっても良く、さらには、これらの呼吸センサーを用いずに、回数入力手段で指示した値の信号を制御部へ直接入力して、間歇吹送の酸素ガスを供給しても良く、本発明の効果に変わりはない。また、このようないかなる酸素ガスの供給源であっても、本発明のような呼吸に同調した間歇流あるいは間歇流に合わせて吸入する場合には、該酸素ガスの吸入にあたって加湿器の併用は必要でないことが公知となっている。

【0026】

【作用】以下、図面を参照して本発明の作用を詳細に説明する。図1は本発明の好適な実施例の酸素ガス供給装置の構成を示す図で、同図において、1は酸素ガスの供給源を示し、PSA法や膜式の酸素濃縮器、酸素ポンプ、液体酸素容器で一定圧に減圧されたもの、及び医療施設の医用ガス配管の酸素ガス（約4 kgf/cm²・G）等がこれに該当する。

【0027】しかしながら、これ等はメーカーや施設、あるいは装置ごとに圧力の違いのあるものが多い。このような圧力の変動を含む酸素ガス供給源を、導管で鼻カニューラ5に接続して人の呼吸の用に供するのであるから、その導管の途中に酸素ガスの吹送を入・切する手段としての弁手段4と、酸素ガスの流量を制限するオリフィス10を設けた構成で、吸気相またはその一部にのみ弁手段4を開にして、酸素ガス供給源の圧が高いときは多く流れるから開の時間を短く、低いときは少なく流れるので長く開にして、その総流量を一定にするように制御する。

【0028】また、弁手段4の入口側の配管に、酸素ガスの供給源1から供給する酸素ガスの圧力を測定する圧力センサー2を接続し、弁手段4の出口側の配管には患者の呼吸相を検出する呼吸センサー3（本実施例では圧力センサー）を付設する。この各々のセンサーは、それぞれの測定値を電気信号として信号線11及び12で制御部6に入力する。

【0029】また、制御部6から弁手段4に信号線13が接続されており、制御部6からの信号で弁手段4の開閉が制御される。更に、制御部6には流量設定手段7を信号線14によって接続する。流量設定手段7は患者等が操作して、鼻カニューラ5より酸素ガスを吸入する流量を毎分何リットルにするかを設定するもので、具体的な例としてはロータリースイッチを使用し、スイッチの各接点位置が所望の流量値に相当するようにして、患者等が所望の流量値を選択した接点信号が制御部6に伝えられる。この場合には信号線14はロータリースイッチの各接点に対応して複数本になる。また、キーボード形式の流量設定器としても良い。この流量設定手段で設定

した値の信号が、信号線14により制御部6に入力できるものであれば良い。さらに、その設定値の内容が目視できるような表示（刻印や液晶表示器等）があった方が好ましいことは勿論である。

【0030】鼻カニューラ5を患者が鼻孔に装着して呼吸をすれば、呼吸センサー3が呼吸相の変化を検出する。本実施例の図1の場合は、圧力の変化を検出する方式のセンサーであるから、呼吸相の部分では弁手段4は閉となっていて、酸素ガスは供給されていないので、弁手段の出口側の配管内の圧力は呼吸のために大気に対して陽圧となっており、次いで吸気相に転換した場合には、弁手段の出口側の配管内は同じく大気に対して陰圧となるので、この陰圧になったことを呼吸センサー3で検出し、この信号によって制御部6が吸気相に転換したことを検出し、吸気相の期間内の一定時間の幅だけ弁手段4を開として、所望の一定流量値相当の酸素ガスを、導管手段と鼻カニューラ5を介して患者に吸入させるようにするものである。

【0031】ここでは呼吸センサーとして感圧センサーを用いることで説明したが、前述の如く呼吸の呼気（肺からの呼出）と吸気（外気）の温度差を検出する感熱センサー方式でも、同様に呼吸相と吸気相の弁別ができる。このように呼吸を弁別して吸気相に一定流量値を送出するのであるが、雑音等による誤動作のない簡便な方法として、機械的にガス供給装置の方で送出サイクルタイムを決め、その送出している事を光または音、あるいはこれらの組み合わせによって患者に知らせ、患者はこの告知手段で呼吸の吸気相が一致するよう調節して呼吸する方法を、装置が自動的に人の呼吸を検出して行う事に代えることもできる。尚、このときは呼吸の1分当りの回数、すなわち呼吸のサイクルタイムを可変にできるよ

指示目盛	呼吸回数	10回/分	40回/分
1 L	吸入ガス量	33.3 mL/回	8.3 mL/回
5 L	"	166.7 mL/回	41.7 mL/回

【0035】一方、オリフィス10を通して大気圧中へ吹送される気体の流量は、オリフィスの酸素ガスの供給源1側の供給圧力（P）によっても異なり、その流量は※

$$Q = 2.22 \times 10^{-2} A \sqrt{1.033 (P - 1.033)} \cdot \sqrt{\frac{273}{T + 273}} \quad (\text{m}^3/\text{分}) \quad \text{【式1】}$$

【0036】 $1.89 \leq P \text{ [kgf/cm}^2 \cdot \text{abs]}$ のとき、

$$Q = 1.11 \times 10^{-2} A P \sqrt{\frac{273}{T + 273}} \quad (\text{m}^3/\text{分}) \quad \text{【式2】}$$

式中、Q：大気圧換算の流量〔m³/分〕

A：オリフィスの開口断面積〔mm²〕

P：酸素ガスの供給源の圧力〔kgf/cm²・abs〕

T：酸素ガスの温度〔℃〕

＊うに回数入力手段を設ける必要がある。

【0032】いずれにしても、呼吸の吸気相に酸素ガスの供給を間断的に行うもので、装置が人の呼吸を検出して人に合わせるか、人が装置の告知手段によって装置の酸素ガス吐出時期に吸気相を合わせるか、当該吸気相に一定流量値の酸素ガスを送出するものである。

【0033】この所望の一定流量値の算出基準は、次の例ようになる。流量設定手段7の指示目盛（1分間当りの流量、以下同じ）が、1 L、2 L、3 L、4 L、5 Lの5点あるとして、いま仮に、流量設定手段7で2 L/分の流量を設定した場合、流量設定手段7の信号が制御部6に伝えられる。安静時の人の呼吸は、通常15回/分であるが、患者の病態、運動、個人差などによって変わり、10回/分から40回/分程度の呼吸に対して応答が可能であるように構成しておく必要がある。また、人の呼吸の平均的な呼気相と吸気相の時間比は2：1である。従って、1吸気相で吸入される吸入ガスの量は、1呼吸期間全体の時間の3分の1の期間のみであるから、設定した流量値が2 Lであれば、呼吸回数が15回/分の場合には、1吸気相で吸入される吸入ガスの量は44.4 mLとなる。同じく、呼吸回数が10回/分では吸入ガスの量は66.6 mL、呼吸回数が40回/分では吸入ガスの量は16.6 mLである。また、10回/分の呼吸数では、その吸気相の時間は1/3であるから、2秒となる。

【0034】このように呼吸回数の違いにより、流量設定手段の設定値が同一であっても、1呼吸当りの吸入ガスの量は変わってくる。このため、前記の流量設定手段7の指示目盛りの最小値1 Lと同5 Lにおける各々の呼吸回数が10回/分の時と同40回/分の時ではそれぞれ次のようになる。

※次式で求めることができる。 $1.89 \leq P \leq 1.033$ [kgf/cm²・abs] のとき、
【数1】

【0037】前記の圧力Pを、0.2乃至4 kgf/cm²・Gの範囲で使用する場合には、圧力センサー2の出力値により、前記の圧力の範囲によって異なる2通りの計算式があり、【式1】と【式2】を使い分けることが必要となる。例えば、圧力が前記の使用範囲のうち最

も低い $0.2 \text{ kgf/cm} \cdot \text{G}$ 、流量設定手段7で指示した値が前記の使用範囲のうち最大流量値の5Lで、呼吸回数が10回/分、温度が 20°C のときは、前記の〔式1〕を用いて、2秒間に166.7mLの酸素ガスを流すことになるが、このときのオリフィス10の開口断面積Aは、前記の〔式1〕を展開してAを導き出して、PとTを代入すれば、 $A=0.513 \text{ mm}^2$ となり、これは直径約 0.81 mm のオリフィスの細孔断面積に相当する。

【0038】また、前記の酸素ガスの供給源1の圧力Pが同じ $0.2 \text{ kgf/cm} \cdot \text{G}$ のままであっても、前記の流量設定手段7で指示した値が1Lの場合には、呼吸回数や温度は前記の例と同一であっても、弁手段4の開となる時間は $1/5$ 、すなわち0.4秒となり、圧力が高くなるとこの電磁弁が開となる時間はだんだんと短くなり、この圧力Pの値が $P \geq 1.89 [\text{kgf/cm}^2 \cdot \text{abs}]$ になると、前記の〔式2〕を用いて演算する。そして、さらに圧力が高くなると、この弁手段が開となる時間はいっそう短くなる。

【0039】また、制御部6内の演算部で、患者の呼吸の過去複数回（例えば3回）の呼吸回数（1回の呼吸時間幅）のデータの平均値を求め、次の吸気相の時間を予測して、次の吸気相で吹送する酸素ガスの量を、前記の流量設定手段7の指示に基づいて決定するために、弁手段4を開とする時間を算出するように構成する。なお、前記の平均値を求めるための過去複数回のデータがない場合（例えば、該制御部6の電源が入ってから、平均値を求めるために必要な呼吸センサー3の信号が入力されるまでの期間）は、標準的な呼吸数（15回/分）として処理するようにしてもよい。

【0040】このように、呼吸回数や流量設定手段で指示する値が変われば、それに対応した酸素ガスの量が変わり、また、酸素ガスの供給源1の圧力（P）が変わればその値により採用する演算式を弁別して補正值を出し、全てを含めて弁手段4を開とする時間を算出して、電磁弁4を吸気相の期間内の必要な時間だけ開とする。この開となる時間は、吸気相の始まる直後からただちに開とする方が、肺胞の奥の方まで酸素ガスが達するので、吸入効率が良い。吸気相の終末部分で吸入される酸素ガスは、気道内に止まり次の呼気相時に呼出されるので無駄になる。上記のように、従来は恒常流により医師が患者に対して処方していた、1分間当りの酸素ガスの供給流量により指示していたもので、何L/分（単に、何Lとも言う）の値によって流量設定手段で流量が指示されるので、従来よりこの方法が採用されており、この方法も有効である。

【0041】しかしながら、患者は運動その他の労作状況により酸素の消費量が増加すれば、それを補うために生理的に呼吸回数が多くなる。これは前記のように1分間当りに一定流量の酸素ガスを供給する方法であれば、

いくら早くまた多くの呼吸を行っても、体内に取入れられる高濃度の酸素ガスの量は一定である。これに対して、1回の呼吸当りに取入れられる酸素ガスの量（体積）を所望の量にする酸素ガス供給方法にすれば、呼吸回数に比例して患者が取入れる酸素ガスの量が増え、生体の酸素要求量にマッチした酸素ガスの供給法と言うこともできる。この場合には、酸素ガスの供給量を設定する流量設定手段で設定する酸素ガスの量は、1分間当り何リットル（L/分）ではなく、1呼吸当り何ミリリットル（mL/回）のようになり、該流量設定手段の表示も「mL/回」または「mL」のようにするのが望ましい。

【0042】

【実施例】次に本発明の実施例について、図を参照して説明するが、これは本発明を説明するためのもので、本発明はこの実施例に限定されるものではない。図1は本発明の好適な実施例の酸素ガス供給装置の構成を示す図で、同図についての詳細な説明は前記の「作用」の欄で述べたので、ここでは省略する。また、本発明の構成要素の1つである酸素ガスの供給源1として、PSA法による酸素濃縮器を用いた場合の例を、吸着筒を1本用いた場合と同2本用いた場合について説明する。図2は吸着筒が1本の場合、図3は吸着筒が2本の場合で、それぞれの酸素濃縮器の構成を示す電源や制御系の図示を省略したフローチャートである。

【0043】①1床式真空脱着再生式酸素濃縮器（図2参照）

まず、加圧工程のサイクルでは3方電磁弁V1がオンとなり、吸入フィルター15より外気を取り入れ、実線の矢印の方向に流れて、ポンプ16より加圧空気が3方電磁弁V2を実線の矢印の方向に流れて、吸着筒24に入る。ここで空気中の窒素ガスや水分等が、吸着筒24の中に充填されているゼオライト等の吸着剤に吸着され、濃縮された酸素ガスが他端の出口端より、開となっている電磁弁V3を通してバッファータンク28に溜められる。次いで、窒素ガスの吸着が飽和に達する前に真空脱着工程に切り替り、3方電磁弁V1とV2がそれぞれ点線の矢印の方向に気流が生じるように開くと共に、2方電磁弁V3が閉となって、吸着筒24内の吸着剤に吸着している窒素ガスや水分等をポンプ手段16により汲み出して、サイレンサー17より外気中に放出し、吸着筒24を真空域まで減圧して吸着剤を再生する。この真空脱着工程の期間は、バッファータンク28内の酸素ガスを消費するのでその圧力は下がっていく。この酸素ガスを生成する装置が本発明の酸素ガスの供給源1となり、図1の弁手段4の入口側の配管に接続される。

【0044】②2床式真空脱着再生式酸素濃縮器（図3参照）

吸入フィルター15より取り入れた外気をポンプ手段16で加圧し、3方電磁弁V1、V2、V3をそれぞれ一

定のサイクルで同期して操作し、吸着筒A25と吸着筒B26に交互に導入する。ここで吸着工程にある吸着筒の吸着剤に空気中の窒素ガスや水分等が吸着されて、濃縮された酸素ガスが生成するので、この吸着筒の出口端側の3方電磁弁V3を介して取り出し、バッファータンク28に溜められる。

【0045】一方の吸着筒が加圧工程にあるときは、他方の吸着筒は真空脱着工程に切り替り、3方電磁弁V3は閉となっているので、直前の吸着工程で吸着剤に吸着した窒素ガスや水分等を3方電磁弁V2とポンプ16を介して汲み出し、サイレンサー17より外気中に放出して、吸着剤を脱着再生する。このバッファータンク28内に溜められた酸素ガスを生成する装置が、本発明の酸素ガスの供給源1となり、図1の弁手段4の入口側の配管に接続される。

【0046】酸素ガス供給源1に相当するバッファータンク28の圧力を、圧力センサー2で検出することになるが、その圧力は前述のようにPSA法の操作サイクルに伴って変動している。このように、圧力変動を有する酸素ガスであってもそのまま本発明の装置に入れることにより、従来必要であった減圧弁による圧力の一定化が不要になり、減圧弁のところで生ずる圧力の損失を省き、PSA法における操作圧を下げる事が出来る。

【0047】このPSA法の操作圧を下げることは、ポンプ手段としてのコンプレッサーの寿命をのばすのみならず、コンプレッサーが電動機で駆動される場合には、その消費電力を下げる事となり、特に携帯型の酸素濃縮器の場合には、電池の小型化、装置の軽量化がはかれるので実用上優れた効果がある。また、駆動音(騒音)を小さくするのにも有利である。

【0048】

【発明の効果】このように、呼吸に同調してまたは呼吸を同調させて、吸気相の期間またはその一部の期間のみに、酸素ガスをパルス状に吹送するために、弁手段4を開く時間を、流量設定手段の指示値、酸素ガス供給源の圧力、及び患者の呼吸回数から演算した値にしたり、回数入力手段で指示した間歇流とすることにより、生成ガスの圧力を一定にするための減圧弁や、各指示流量に合

わせるのに複数のオリフィスを切り替えて使用することが不要となる。

【0049】また、従来利用することができなかった、呼吸回数の個人差等に応じた酸素ガスの吹送量のコントロールを加えることが出来るので、呼吸回数等に個人差や経時的な変化があっても、呼吸に同調した所望の量の酸素ガスを供給することができるので、酸素ガスの吸入効率を上げながらその使用量を節減でき、従って、携帯型の酸素濃縮器ではエネルギー消費も低減できると共に、装置全体をいっそう小型軽量化することを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好適な実施例となる酸素ガス供給装置の構成を示す図である。

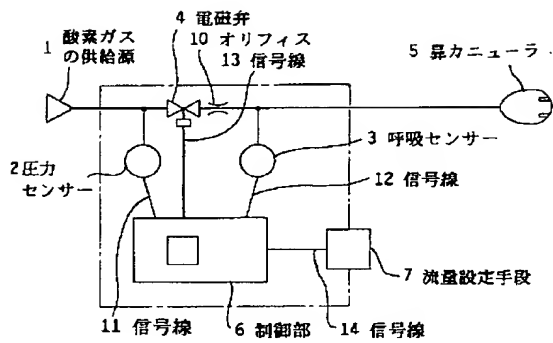
【図2】吸着床が1本の場合の酸素濃縮器の構成を示す、電源や制御系の図示を省略したフローチャートである。

【図3】吸着床が2本の場合の酸素濃縮器の構成を示す、電源や制御系の図示を省略したフローチャートである。

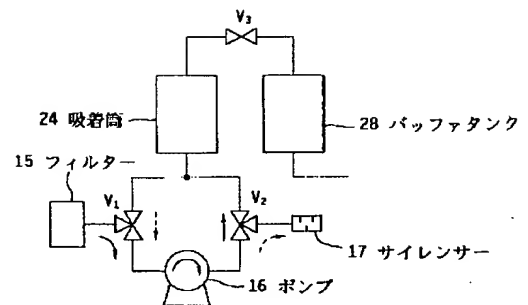
【符号の説明】

- 1 酸素ガスの供給源
- 2 圧力センサー
- 3 呼吸センサー
- 4 弁手段(電磁弁)
- 5 鼻カニューラ
- 6 制御部
- 7 流量設定手段
- 10 オリフィス
- 11, 12, 13, 14 信号線
- 15 吸入フィルター
- 16 ポンプ
- 17 サイレンサー
- 24 吸着筒
- 25 吸着筒A
- 26 吸着筒B
- 28 バッファータンク

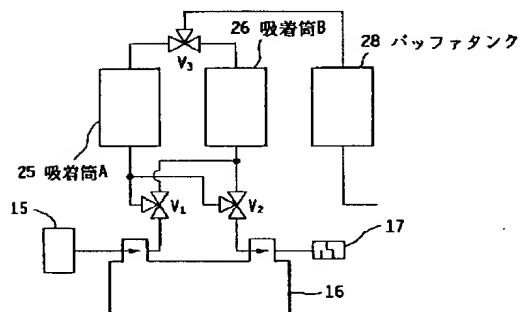
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 土屋 浩一
東京都千代田区内幸町 1 丁目 2 番 2 号 住
友ベークライト株式会社内

(72)発明者 佐藤 暢
鳥取県米子市旗ヶ崎 7 - 17 - 8